


# TRANSDERMAL THERAPEUTICAL SYSTEM COMPRISING PHYSOSTIGMINE AS ACTIVE COMPONENT AND PROCESS FOR THE PRODUCTION THEREOF

**Patent number:** DE3843239  
**Publication date:** 1990-02-22  
**Inventor:** HILLE THOMAS DR (DE); HOFFMANN  
HANS-RAINER DR (DE); HUBER HANS-  
JOACHIM DR (DE); KNOCH AXEL DR  
(DE); SCHNEIDER GERHARD DR (DE);  
STANISLAUS FRITZ DR (DE)  
**Applicant:** LOHMANN THERAPIE SYST LTS (DE);;  
KLINGE CO CHEM PHARM FAB (DE)  
**Classification:**  
- **international:** A61K31/645; A61L15/24; A61L15/44;  
C09J7/02; C09J11/06  
- **europaean:** A61K9/70E; A61K31/40  
**Application number:** DE19883843239 19881222  
**Priority number(s):** DE19883843239 19881222

**Also published as:**

 EP0376067 (A2)  
 US5089267 (A1)  
 JP3015477 (A)  
 EP0376067 (A3)  
 DK651289 (A)

more >>

**Report a data error here**

Abstract not available for DE3843239

Abstract of corresponding document: **US5089267**

The present invention relates to a transdermal therapeutical system for the administration of physostigmine to the skin via a cover layer which is impermeable to active substances, a pressure-sensitive adhesive reservoir layer, and optionally a removable protective layer, said reservoir layer consisting of 10-90% polymeric material selected from the groups consisting of block copolymers on the basis of styrene and 1,3-dienes, polyisobutylenes, polymers on the basis of acrylates and/or methacrylates and esters of hydrogenated colophonium, 0-30%-wt softeners on the basis of hydrocarbons and/or esters, and 0.1-20%-wt physostigmine.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

12 Patentschrift  
11 DE 3843239 C1

21 Aktenzeichen: P 38 43 239.0-45  
22 Anmeldetag: 22. 12. 88  
43 Offenlegungstag: —  
45 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 22. 2. 90

51 Int. Cl. 5:  
**A61 L 15/44**  
A 61 L 15/24  
A 61 K 31/645  
C 09 J 7/02  
C 09 J 11/06

DE 3843239 C1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:

Klinge Pharma GmbH, 8000 München, DE; LTS  
Lohmann Therapie-Systeme GmbH & Co KG, 5450  
Neuwied, DE

74 Vertreter:

Klöpsch, G., Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anw., 5000 Köln

72 Erfinder:

Hille, Thomas, Dr.; Hoffmann, Hans-Rainer, Dr., 5450  
Neuwied, DE; Huber, Hans-Joachim, Dipl.-Biologe  
Dr.; Knoch, Axel, Dr., 8000 München, DE; Schneider,  
Gerhard, Dr., 8011 Baldham, DE; Stanislaus, Fritz,  
Dr., 8000 München, DE

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:

NICHTS ERMITTELT

54 Transdermales therapeutisches System mit Physostigmin als wirksamem Bestandteil und Verfahren zu seiner Herstellung

Die Erfindung betrifft ein transdermales therapeutisches System zur Verabreichung von Physostigmin an die Haut aus einer wirkstoffundurchlässigen Deckschicht, einer haftklebenden Reservoirschicht und gegebenenfalls einer wieder ablösbaren Schutzschicht, dessen Reservoirschicht 10-90 Gew.-% Polymermaterial, ausgewählt aus den Gruppen, bestehend aus Blockcopolymeren auf Basis von Styrol und 1,3-Dienen, Polyisobutylenen, Polymeren auf Acrylat- und/oder Methacrylatbasis und Estern hydrierten Kolophoniums, 0-30 Gew.-% Weichmacher auf Basis von Kohlenwasserstoffen und/oder Estern und 0,1-20 Gew.-% Physostigmin enthält.

DE 3843239 C1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein transdermales therapeutisches System, das Physostigmin als wirksamen Bestandteil enthält und ein Verfahren zu seiner Herstellung.

Die Applikation von Physostigmin zur Behandlung der Alzheimer Krankheit ist in der Literatur beschrieben, wobei die Wirksamkeit der Substanz von verschiedenen Autoren unterschiedlich beurteilt wird. Da das Alkaloid einen hohen first pass effect besitzt — die Bioverfügbarkeit des Physostigmins nach oraler Gabe liegt bei 5% — müssen die abweichenden Ergebnisse auf Varianten der Applikation zurückgeführt werden.

In der DE-OS 35 28 979 wird eine Zusammensetzung beschrieben, die neben Physostigmin eine Carbonsäure mittlerer Kettenlänge enthält; diese Zusammensetzung kann auf einer Bandage, Einlage oder Kompresse getragen werden, die mittels Verband aufgebracht wird. Diese Applikationsart stellt an sich kein therapeutisches System dar, weshalb vorgesehen ist, die Bandage, Kompresse oder Einlage mit einer Reservoir-Innenschicht, einer undurchlässigen Schutzsperrfolie oder einem undurchlässigen Schutzfilm zu versehen und zwischen Reservoir und der Haut eine nicht näher beschriebene Diffusionssteuermembran anzubringen. Weder die Diffusionssteuermembran, noch die Schutzfolien sind näher beschrieben. Die Carbonsäuren werden ausdrücklich als ein wirksames Transportvehikel für die Verabreichung des Arzneimittels durch die Haut bezeichnet, das sonst nicht durch die Hautbarriere hindurchtreten könnte. Diese Aussage ist jedoch wissenschaftlich nicht haltbar.

In der DE-PS 36 06 892 wird eine retardierte Applikation von Physostigmin und anderen Wirkstoffen beschrieben, die transdermal erfolgen kann. Eine spezielle Formulierung wird nicht offenbart, vielmehr wird auf eine bereits beschriebene Formulierung (US-PS 39 21 363) verwiesen.

Neben den nur vagen Ausführungen der transdermalen therapeutischen Systeme wird in keiner der beiden vorstehend erwähnten Offenlegungsschriften auf die Instabilität von Physostigmin eingegangen, die schon früh erkannt wurde (Eber, W., Pharmaz. Ztg 37, 483 (1888); Herzig, J., Mayer, H., Mh. Chem. 18, 379 (1897); Herzig, J., Lieb, H., ebenda 39, 285 (1918); Solvay, A. A., J. chem. Soc. (London) 101, 978 (1912); Instabilität aufgrund einer raschen Zersetzung setzt dem Einsatz des Physostigmins in der Pharmazie enge Grenzen.

Aufgabe der Erfindung ist daher die Bereitstellung von Physostigmin oder eines seiner pharmazeutisch verträglichen Salze in Form eines transdermalen therapeutischen Systems, das Physostigmin oder dessen pharmazeutisch verträgliches Salz über einen Zeitraum von 24 Stunden kontrolliert abgibt und gewährleistet, daß das Physostigmin sich während der Lagerung des vorgefertigten transdermalen therapeutischen Systems nicht merklich zersetzt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß das Physostigmin oder eines seiner pharmazeutisch akzeptablen Salze in einer aus besonders ausgewähltem Material bestehenden Reservoirschicht eines transdermalen therapeutischen Systems enthalten ist, wobei die Bestandteile dieser Reservoirschicht, nämlich Polymere, Harze und Weichmacher, weder freie Hydroxylgruppen noch Polyethoxygruppen enthalten. Als Harz- und Weichmacherbestandteile der Polymerschicht wurden daher solche aus der Verbindungsklasse der Ester oder Kohlenwasserstoffe ausgewählt.

Die Stabilität des Wirkstoffes kann weiter durch die

Wahl eines geeigneten Lösemittels bzw. Lösemittelgemisches bei der Herstellung des transdermalen therapeutischen Systems verbessert werden. Hier werden bevorzugt Lösemittel bzw. Lösemittelgemische eingesetzt, die bei niedrigem Siedepunkt und dadurch schonender Trocknung die Erzielung einer äußerst geringen Restfeuchte von kleiner als 0,5, vorzugsweise kleiner als 0,4% ermöglichen.

Gegenstand der Erfindung ist somit ein transdermales therapeutisches System zur Verabreichung von Physostigmin an die Haut aus einer wirkstoffundurchlässigen Deckschicht, einer haftklebenden Reservoirschicht und gegebenenfalls einer wieder ablösbaren Schutzschicht, dessen Reservoirschicht 10–90 Gew.-% Polymermaterial, ausgewählt aus den Gruppen, bestehend aus Blockcopolymeren auf Basis von Styrol und 1,3-Dienen, Polyisobutylenen, Polymeren auf Acrylat und/oder Methacrylatbasis und Estern hydrierten Kolophoniums, 0–30 Gew.-% Weichmacher auf Basis von Kohlenwasserstoffen und/oder Estern und 0,1–20 Gew.-% Physostigmin enthält.

Dabei kann die wirkstoffundurchlässige Deckschicht aus flexiblem oder nicht flexiblem Material bestehen. Substanzen, die zu ihrer Herstellung verwendet werden können, sind Polymerfolien oder Metallfolien, wie Aluminiumfolie, die allein oder mit einem polymeren Substrat beschichtet, angewandt werden. Es können auch textile Flächengebilde verwendet werden, wenn die Bestandteile des Reservoirs aufgrund ihrer physikalischen Beschaffenheit durch sie nicht hindurchtreten können. Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist die Deckschicht ein Verbundstoff, aus einer mit Aluminium bedampften Folie.

Die Reservoirschicht besteht aus einer Polymermatrix und dem Wirkstoff, wobei die Polymermatrix die Eigenschaft besitzt, den Zusammenhalt des Systems zu gewährleisten. Sie besteht aus einem Grundpolymer und gegebenenfalls den üblichen Zusätzen. Die Auswahl des Grundpolymers richtet sich nach den chemischen und physikalischen Eigenschaften des Physostigmins. Beispielhafte Polymere sind Kautschuk, kautschukähnliche, synthetische Homo-, Co- oder Blockpolymere, Polyacrylsäureester und deren Copolymere. Grundsätzlich kommen alle Polymere in Frage, die bei der Herstellung von Haftklebern eingesetzt werden, physiologisch unbedenklich sind und Physostigmin nicht zersetzen. Besonders bevorzugt sind solche, die als Blockcopolymeren auf Basis von Styrol und 1,3-Dienen, Polyisobutylenen oder Polymeren aus Acrylat- und/oder Methacrylat bestehen. Von den Blockpolymeren auf Basis von Styrol und 1,3-Dienen werden ganz besonders lineare Styrol-Isopren-Blockcopolymeren eingesetzt.

Als Polymere auf Acrylat-Basis werden Acrylatcopolymere aus 2-Ethylhexylacrylat, Vinylacetat und Acrylsäure mit bzw. ohne Titanchelatester bevorzugt. Als Methacrylate werden Copolymere auf Basis von Dimethylaminoethylmethacrylate und neutralen Methacrylsäureestern bevorzugt. Als Ester von hydriertem Kolophonium werden vorzugsweise insbesondere dessen Methyl- und Glycerinester verwendet.

Die Art der möglichen Zusätze hängt vom eingesetzten Polymer und dem Wirkstoff ab: Nach ihrer Funktion lassen sie sich einteilen in Weichmacher, Klebrigmacher, Stabilisatoren, Trägerstoffe, diffusions- und penetra-tionsregulierende Zusätze oder Füllstoffe. Die hierfür in Frage kommenden physiologisch unbedenklichen Substanzen sind dem Fachmann bekannt. Die Reservoirschicht besitzt eine solche Eigenklebrigkeit, daß ein dau-

ernder Kontakt zur Haut sichergestellt ist.

Beispiele für geeigneten Weichmacher sind Diester von Dicarbonsäuren, z. B. Di-n-butyladipat sowie Triglyceride, insbesondere mittelkettige Triglyceride der Capryl/Caprinsäure des Kokosöls zu nennen. Weitere Beispiele für einen geeigneten Weichmacher sind Isopropylmyristat, Dioctylcyclohexan u. a.

Die ablösbare Schutzschicht, die mit der Reservoirschicht in Berührung steht und vor der Anwendung entfernt wird, besteht beispielsweise aus denselben Materialien, wie sie zur Herstellung der Deckschicht benutzt werden, vorausgesetzt, daß sie ablösbar gemacht werden, wie z. B. durch eine Siliconbehandlung. Andere ablösbare Schutzschichten sind z. B. Polytetrafluorethylen, behandeltes Papier, Cellophan, Polyvinylchlorid u. ä. Wird das erfindungsgemäße Laminat vor Aufbringen der Schutzschicht in therapiegerechte Formate (Pflaster) aufgeteilt, so können die dann aufzubringenden Schutzschichtformate ein überstehendes Ende aufweisen, mit dessen Hilfe sie leichter von dem Pflaster abgezogen werden können.

Das erfindungsgemäße transdermale therapeutische System wird hergestellt, indem der Wirkstoff zusammen mit den Bestandteilen der haftklebenden Reservoirschicht gegebenenfalls in Lösung homogen vermischt und auf die wirkstoffundurchlässige Deckschicht aufgetragen wird, worauf gegebenenfalls das Lösemittel oder die Lösemittel entfernt wird/werden. Anschließend wird die Klebeschicht mit einer entsprechenden Schutzschicht versehen.

Die Erfindung wird durch die folgenden Beispiele erläutert:

#### Beispiel 1

20 g n-Heptan und 80 g Methyläthylketon werden gemischt. In 90 g dieser Mischung löst man 7,2 g Physostigmin, freie Base. Nach vollständiger Auflösung des Wirkstoffes gibt man portionsweise 40 g eines Glycerinesters von völlig hydriertem Kolophonium, und portionsweise 40 g eines linearen Styrol-Isopren-Styrol-Blockcopolymers, sowie 5,6 g Triglyceride der Capryl/Caprinsäuren des Kokosöls ("Mittelkettige Triglyceride", DAB 8) zu. Unter Lichtausschluß rührt man bei Raumtemperatur 8 Stunden lang bis zur vollständigen Auflösung und streicht die erhaltene Lösung mit einem 250 µm Rakel auf eine aluminisierte und silikonisierte Polyethylen-Folie.

Nachdem das Lösemittel durch 25minütiges Trocknen bei 50°C entfernt wurde, deckt man den Klebefilm mit einer Polyester-Folie 15 µm ab. Mit geeigneten Schneidewerkzeugen stanzt man eine Fläche von 16 cm<sup>2</sup> aus und entfernt die Ränder durch Abgittern. Die Freisetzungsgaphiken des Rezepturbeispiels 1 sind in den Fig. 1—2 wiedergegeben. Die Graphiken zeigen die kontrollierte Freisetzung des Wirkstoffes sowohl in eine physiologische Kochsalz-Lösung als auch durch exzidierte Nagetierhaut.

Dabei stammt die Kurve in Fig. 1, deren Linie nicht unterbrochen ist, von in vitro-Freisetzung durch Muster, die unmittelbar nach ihrer Fertigung untersucht wurden. Die unterbrochene Kurve wurde erhalten durch Freisetzung von Mustern nach dreimonatiger Lagerung bei Raumtemperatur. Da beide Kurven annähernd deckungsgleich sind, kann die oben erwähnte Stabilität eindrucksvoll demonstriert werden. Fig. 2 zeigt, daß die Penetrationsrate von Mustern, die direkt nach Fertigung bzw. nach dreimonatiger Lagerung unter-

sucht wurden, ebenfalls annähernd gleich sind.

Die Stabilität des Wirkstoffes im System wurde aber auch noch durch Gehaltsbestimmungen direkt nach der Fertigung bzw. nach dreimonatiger Lagerung aufgezeigt. Dabei konnten weder die aus der Literatur bekannten Abbauprodukte Eserolin und Rubreserin noch andere bisher nicht beschriebene detektiert werden. Dazu wurde folgende Methode verwandt:

#### Probenvorbereitung

1 Pflaster mit Abdeckfolie wird mittels Schere geviertelt, die Abdeckfolie entfernt und zusammen mit den Pflasterteilen in einem verschließbaren, lichtgeschützten Glasgefäß mit 50,0 ml Tetrahydrofuran (p. a.) mindestens 2 Stunden geschüttelt, 10 Minuten ultrabeschallt und anschließend zentrifugiert. Verdünnung für HPLC mit Methanol und nochmalige Zentrifugation.

Anschließend wird der Gehalt des Physostigmins im Zentrifugat per HPLC bestimmt.

#### Beispiel 2

Die Ausführung erfolgt wie im Beispiel 1 mit dem Unterschied, daß statt 5,6 g Triglyceriden der Capryl/Caprinsäuren 3,2 g Di-n-butyladipat eingesetzt werden. Die Freisetzungsgaphiken des Rezepturbeispiels 2 sind in den Fig. 3—4 wiedergegeben. Die Graphiken zeigen die kontrollierte Freisetzung des Wirkstoffes sowohl in eine physiologische Kochsalz-Lösung als auch durch exzidierte Nagetierhaut.

Wie bei Beispiel 1 zeigt die Kurve mit der durchgehenden Linie die Freisetzung der Muster direkt nach der Fertigung. Die unterbrochene Kurve stammt von Freisetzen von Mustern, die drei Monate bei Raumtemperatur gelagert wurden. Auch bei diesen Mustern laufen die Kurven fast deckungsgleich, so daß auch bei diesem Beispiel stabile Pflaster erhalten wurden.

Wie in Beispiel 1 wurde auch der Gehalt an Physostigmin bestimmt, ohne daß ein Abbauprodukt nach dreimonatiger Lagerung nachgewiesen werden konnte.

#### Beispiel 3

2,0 g Physostigmin, freie Base, werden in einen Kolben eingewogen. Unter Rühren gibt man 25 g einer 60%igen Lösung von Glycerinkolophonium-Ester, in Butanon und 25 g einer 40%igen Lösung eines Styrol-Butadien-Blockcopolymer, in einer Mischung aus n-Heptan und Butanon im Verhältnis 1 : 2 hinzu. Nach inniger Vermischung werden unter Rühren noch 2,5 g Methyl ester von hydriertem Kolophonium und 1,95 g Triglyceride von Capryl/Caprinsäuren zugesetzt. Die weitere Ausführung erfolgt wie unter Beispiel 1 beschrieben. Die Freisetzungsgaphiken sind in den Fig. 5—6 dargestellt. Die Graphiken zeigen die kontrollierte Freisetzung des Wirkstoffes sowohl in eine physiologische Kochsalz-Lösung als auch durch exzidierte Nagetierhaut.

Wie bei Beispiel 1 und 2 zeigt die Kurve mit der durchgehenden Linie die Freisetzung der Muster direkt nach der Fertigung. Anders aber als in den vorangestellten Mustern wurde die Freisetzung nicht nur nach dreimonatiger, sondern auch nach sechsmonatiger Lagerung bestimmt. Alle drei Kurven laufen wieder annähernd deckungsgleich, so daß auch nach einem halben Jahr Lagerzeit die gleiche Freisetzung erzielt wird wie direkt nach der Fertigung.

Wie in den Beispielen 1 und 2 konnte per HPLC kein Abbauprodukt nach sechsmonatiger Lagerung nachgewiesen werden.

#### Beispiel 4

8,5 g Physostigmin, freie Base, werden zusammen mit 21,3 g eines kationischen Copolymerisats auf Basis Dimethylaminoethylmethacrylat und neutralen Methacrylsäureestern in 21,4 g Ethylacetat gelöst. Unter Rühren werden 8,5 Triglyceride der Capryl/Caprinsäuren und 68,3 g eines nicht selbst vernetzenden Acrylatcopolymeres aus 2-Ethylhexylacrylat, Vinylacetat und Acrylsäure (50%ig in Ethylacetat) zugegeben. Nach höchstens halbstündigem Rühren bei Raumtemperatur ist die Klebmasse homogen. Die weitere Bearbeitung erfolgt wie unter Beispiel 1 beschrieben. Die Freisetzungsdaten sind in den Fig. 7–8 wiedergegeben. Die Graphiken zeigen die kontrollierte Freisetzung des Wirkstoffes sowohl in eine physiologische Kochsalz-Lösung als auch durch exzidierte Nagetierhaut.

Wie in den vorangegangenen Beispielen zeigt die Kurve mit der durchgehenden Linie die Freisetzung der Muster direkt nach der Fertigung. Anders aber als in den vorangestellten Mustern wurde die Freisetzung nicht nur nach dreimonatiger, sondern auch nach sechsmonatiger Lagerung bestimmt. Alle drei Kurven laufen wieder annähernd deckungsgleich, so daß auch nach einem halben Jahr Lagerzeit die gleiche Freisetzung erzielt wird wie direkt nach der Fertigung.

Wie in den vorangegangenen Beispielen konnte mit der bei Beispiel 1 beschriebenen HPLC-Methode kein Abbauprodukt nach sechsmonatiger Lagerung erfaßt werden.

#### Beispiel 5

Die Ausführung erfolgt wie in Beispiel 4 beschrieben mit dem Unterschied, daß das Acrylatcopolymer nicht 50%ig in Ethylacetat, sondern 40%ig in einem Lösungsmittelgemisch (Ethylacetat : Ethanol : Heptan : Methanol 64 : 25 : 9 : 2) gelöst ist und einen Vernetzer enthält. Die Freisetzungsgaphiken sind in den Fig. 9–10 wiedergegeben.

Wie in den vorangegangenen Beispielen zeigt die Kurve mit der durchgehenden Linie die Freisetzung der Muster direkt nach der Fertigung. Anders aber als in den vorangestellten Mustern wurde die Freisetzung nicht nur nach dreimonatiger, sondern auch nach sechsmonatiger Lagerung bestimmt. Alle drei Kurven laufen wieder annähernd deckungsgleich, so daß auch nach einem halben Jahr Lagerzeit die gleiche Freisetzung erzielt wird wie direkt nach der Fertigung.

Anzumerken ist bei Beispiel 5 noch, daß Physostigmin zwar einem Lösemittel — nämlich Ethanol — ausgesetzt wird, das diesen Wirkstoff hydrolytisch spalten kann (Pfeiffer, S.; Behnsen, G. und Kühn, L., Pharmazie 27, 639 (1972); entscheidend ist aber, daß dies nur kurz und unter Lichtausschluß einwirkt, da es nach dem Ausstreichen durch schonende Trocknung restlos entfernt wird. Aus schon dargelegten Gründen greifen weder das Grundpolymer, noch das Hartharz oder der Weichmacher den Wirkstoff an.

Für die Stabilität des Wirkstoffes ist entscheidend, daß die eingesetzten Polymere, Harze und Weichmacher weder freie Hydroxylgruppen noch Polyethoxygruppen enthalten, da der Anteil an Wirkstoff, der gelöst vorliegt, sonst der Hydrolyse unterliegen würde.

Daher wurden Harze und Weichmacher der Verbindungsklasse Ester gewählt.

Für die Stabilität des Wirkstoffes ist auch die Wahl des Lösemittels bzw. des Lösemittelgemisches entscheidend, wenn dieses vor der Trocknung über Stunden auf Physostigmin einwirkt. Der Anteil des zur Unterdrückung der Blasenbildung gegebenenfalls erforderlichen höher siedenden Lösemittels muß gering sein. Dies wird in der vorliegenden Erfindung bei den Beispielen 1–3 dadurch erreicht, daß eine Mischung aus Butanon und n-Heptan gewählt wurde, die ein azeotropes Gemisch (Verhältnis Butanon : n-Heptan 70 : 30, Siedepunkt: 77°C; Siedepunkt Butanon: 79,6°C; Siedepunkt n-Heptan: 98,5°C bilden. Dadurch kann trotz schonender Trocknung eine maximale Restfeuchte < 0,4% erreicht werden.

Da Polyacrylate nicht zur Blasenbildung neigen, war dieses Vorgehen bei den Beispielen 4 und 5 nicht erforderlich.

#### Patentansprüche

1. Transdermales therapeutisches System zur Verabreichung von Physostigmin an die Haut aus einer wirkstoffundurchlässigen Deckschicht, einer haftklebenden Reservoirschicht und gegebenenfalls einer wieder ablösbaren Schutzschicht, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Reservoirschicht 10–90 Gew.-% Polymermaterial, ausgewählt aus den Gruppen, bestehend aus Blockcopolymeren auf Basis von Styrol und 1,3-Dienen, Polyisobutylenen, Polymeren auf Acrylat- und/oder Methacrylatbasis und Estern hydrierten Kolophoniums, 0–30 Gew.-% Weichmacher auf Basis von Kohlenwasserstoffen und/oder Estern und 0,1–20 Gew.-% Physostigmin enthält.
2. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial lineares Styrol-Isopren-Styrol-Blockcopolymeres enthält.
3. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial lineares Styrol-Butadien-Styrol-Blockcopolymeres enthält.
4. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial selbstvernetzendes Acrylatcopolymeres aus 2-Ethylhexylacrylat, Vinylacetat, Acrylsäure und Titanchelatester enthält.
5. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial nicht selbstvernetzendes Acrylatcopolymeres aus 2-Ethylhexylacrylat, Vinylacetat und Acrylsäure enthält.
6. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial als Polymer auf Basis von Methacrylaten ein Copolymer auf Basis von Dimethylaminoethylmethacrylat und neutralen Methacrylsäureestern enthält.
7. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial als Ester des hydrierten Kolophoniums dessen Methylester enthält.
8. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymermaterial als Ester des hydrierten Kolophoniums dessen Glycerinester enthält.

9. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Reservoirschicht als Weichmacher Diothylcyclohexan enthält.

10. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Reservoirschicht als Weichmacher Di-n-butyladipat enthält.

11. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Reservoirschicht als Weichmacher Triglyceride enthält.

12. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Reservoirschicht als Weichmacher Isopropylmyristat enthält.

13. Verfahren zur Herstellung eines transdermalen therapeutischen Systems nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestandteile der Reservoirschicht in einem niedrig siedenden Lösemittel gelöst werden, das eine Trocknung bis zu einer maximalen Restfeuchte von < 0,4 Gew.-% ermöglicht.

14. Verfahren zur Herstellung eines transdermalen therapeutischen Systems nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß man ein Lösemittelgemisch aus Butanon und n-Heptan verwendet.

Hierzu 10 Seite(n) Zeichnungen

30

35

40

45

50

55

60

65

